

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平8-140961

(43) 公開日 平成8年(1996)6月4日

(51) Int.Cl. ⁶	識別記号	庁内整理番号	F I	技術表示箇所
A 6 1 B 5/14	3 1 0	7638-2 J		
G 0 1 B 11/08	H			
G 0 1 N 21/31	Z			
33/49	A			
	K			

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 6 頁)

(21) 出願番号 特願平6-280936

(22) 出願日 平成6年(1994)11月15日

(71) 出願人 590004604

石原 謙

兵庫県宝塚市千種1丁目1番地の15

(71) 出願人 390014960

東亜医用電子株式会社

兵庫県神戸市中央区港島中町7丁目2番1号

(72) 発明者 石原 謙

兵庫県宝塚市千種1丁目1番15号

(72) 発明者 浅野 薫

神戸市中央区港島中町7丁目2番1号 東
亜医用電子株式会社内

(74) 代理人 弁理士 野河 信太郎

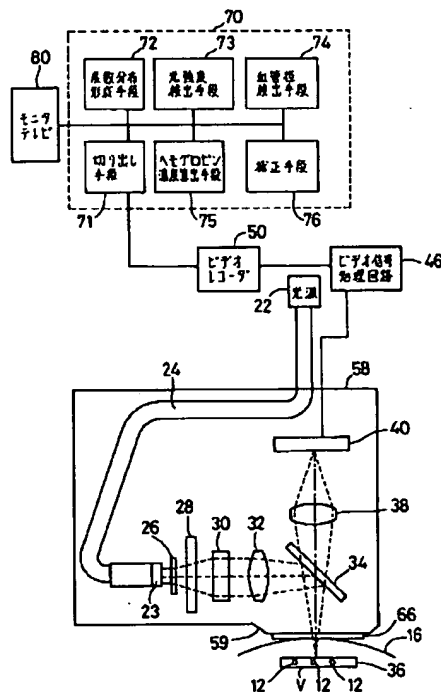
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 ヘモグロビン濃度測定装置およびその測定方法

(57) 【要約】

【構成】 生体の血管を含む検出領域を照明する光照射手段と、照明された検出領域の画像を形成する撮像手段と、形成された画像を処理して血管中の血液のヘモグロビン濃度を解析する解析手段を備え、解析手段は、形成された画像により生体組織の光強度と血液の光強度とを検出する光強度検出手段と、検出された生体組織および血液の各光強度の比からヘモグロビン濃度を算出する算出手段を備える。

【効果】 1つの帯域の波長の入射光を用いてヘモグロビン濃度を測定でき、得られたヘモグロビン濃度を入射光強度によって較正する必要がない。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 生体の血管を含む検出領域を照明する光照射手段と、照明された検出領域の画像を形成する撮像手段と、形成された画像を処理して血管中の血液のヘモグロビン濃度を解析する解析手段を備え、解析手段は、形成された画像により生体組織の光強度と血液の光強度とを検出する光強度検出手段と、検出された生体組織および血液の各光強度の比からヘモグロビン濃度を算出する算出手段を備えたヘモグロビン濃度測定装置。

【請求項2】 解析手段が、形成された画像から撮像された血管径を検出する血管径検出手段と、検出された血管径によりヘモグロビン濃度を補正する補正手段とを、さらに備えた請求項1記載のヘモグロビン濃度測定装置。

【請求項3】 算出手段が、次式によりヘモグロビン濃度Cを算出する手段である請求項1記載のヘモグロビン濃度測定装置。

$$C = K \cdot \log(I_T / I_B)$$

但し、 I_T ：生体組織の光強度、 I_B ：血液の光強度、 K ：定数

【請求項4】 光強度検出手段が、画像における各画素の輝度について度数分布を調べる手段と、輝度の度数分布が輝度A、B ($A < B$) においてそれぞれ極大値を有するとき、輝度Aを血液の光強度、輝度Bを生体組織の光強度として検出する検出手段を備えることを特徴とする請求項1記載のヘモグロビン濃度測定装置。

【請求項5】 生体の血管を含む検出領域を照明する光照射手段と、照明された検出領域の撮像する撮像手段とから得られる画像を処理してヘモグロビン濃度を測定する方法であって、得られた画像により生体組織の光強度と血液の光強度を検出する第1工程と、検出された生体組織および血液の各光強度の比からヘモグロビン濃度を算出する第2工程からなるヘモグロビン濃度測定方法。

【請求項6】 第2工程が、画像から撮像された血管径を検出し、算出されたヘモグロビン濃度を血管径により補正する工程をさらに備えてなる請求項5記載のヘモグロビン濃度測定方法。

【請求項7】 第2工程が、次式を算出する工程である請求項5記載のヘモグロビン濃度測定方法。

$$C = K \cdot \log(I_T / I_B)$$

但し、 I_T ：生体組織の光強度、 I_B ：血液の光強度、 K ：定数

【請求項8】 第1工程は、画像における画素の輝度分布が輝度A、B ($A < B$) においてそれぞれ極大値を有するとき、輝度Aを血液の光強度、輝度Bを生体組織の光強度として検出することを特徴とする請求項5記載のヘモグロビン濃度測定方法。

【発明の詳細な説明】

〔0001〕

【産業上の利用分野】この発明は、非侵襲血液分析装置

とその方法に関し、特にヘモグロビン濃度を生体測定する装置およびその測定方法に関する。

【0002】

【従来の技術】従来のヘモグロビン濃度を生体測定する装置においては、生体に異なる複数の波長の光を照射し、各波長について得られた値を次のようなランベルト・ベール (Lambert-Beer) の式に代入し、それらの連立方程式の解としてヘモグロビン濃度Cやヘモグロビン濃度の変化量 ΔC を求めるものが知られている (例えば、特開平2-95262号公報参照)。

$$\log(I_0 / I) = \epsilon C D + S \cdots \cdots (1)$$

ここで、 I_0 ：入射光強度、 I ：透過光強度 (反射光強度)、 S ：生体散乱項、 ϵ ：吸光係数、 D ：血液層の厚さである。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、従来のこのような装置や方法においては、複数波長の光を個別に生体に入射する光源が必要である上、求めた測定値を入射光の強度に対応して較正 (キャリブレーション) しなければならないという問題点がある。

【0004】この発明は、このような事情を考慮になされたもので、1つの帯域の波長の入射光を用いてヘモグロビン濃度を求めることができ、入射光強度によってその濃度を較正する必要のないヘモグロビン濃度測定装置およびその測定方法を提供するものである。

【0005】

【課題を解決するための手段】この発明は、生体の血管を含む検出領域を照明する光照射手段と、照明された検出領域の画像を形成する撮像手段と、形成された画像を処理して血管中の血液のヘモグロビン濃度を解析する解析手段を備え、解析手段は、形成された画像により生体組織の光強度と血液の光強度とを検出する光強度検出手段と、検出された生体組織および血液の各光強度の比からヘモグロビン濃度を算出する算出手段を備えたヘモグロビン濃度測定装置を提供するものである。

【0006】この装置は、非侵襲的に生体の血液のヘモグロビン濃度を測定することの特徴とし、また、生体とはヒトを含む哺乳動物である。生体の血管を含む検出領域を照明する光照射手段における、検出領域とは、生体にありのままに存在する血管を含む所定領域のことであり、外科的に生体外へ取り出した生体の一部を意味するものではない。

【0007】一方、対象とする領域に含まれる血管の太さは特に限定されないが、再現性の良い結果を得るためには、なるべく皮膚に近い毛細血管ないし、細動静脈であることが好ましい。なお、毛細管ないし細動静脈で得られた血球情報は、太い血管 (中大動静脈) の情報に換算することができる。生体組織の光強度とは生体組織部分からの光の強度であり、生体組織を透過又は反射した光の強度である。血液の光の強度についても同様であ

る。

【0008】この発明の光照射手段には、光源として、レーザやハロゲンランプ又はタングステンランプのような連続的に光を照射する連続光源、又はパルスレーザ（例えば、Spectra-Physics 社製、7000シリーズ）やフラッシュランプ（例えば、（株）菅原研究所製、DSXシリーズ）のような断続的に光を照射する断続光源を用いることができる。

【0009】また、光照射手段は上記光源に加えて、光源からの光を検出領域へ適正に導く手段として、（1）光ファイバー、（2）反射鏡、（3）レンズ又は（4）スリットなどを備えることが好ましいが、上記の（1）と（2）、（1）と（3）、（1）と（2）と（3）、（1）と（2）と（3）と（4）、（2）と（3）、又は（2）と（3）と（4）を組合わせて備えてもよい。

【0010】この場合、反射鏡の代りにプリズムを用いることができる。なお、光照射手段は、検出領域を偏光で照明するための偏光手段を備えてもよい。この発明の撮像手段には、例えば一般的なCCD撮像素子を用いることができる。

【0011】また、撮像手段は、検出領域からの反射光CCD撮像素子に導くための光学系において、光ファイバー、各種反射鏡、偏光素子、各種レンズ、プリズム、スリット、又はフィルターを備えてもよいが、検出領域からの反射光が微弱な場合にはイメージインテンシフィアを備えることが好ましい。また、撮像手段は、検出領域からの不要な散乱光成分を除去するための偏光手段を備えてもよい。

【0012】さらに、撮像手段は、その信号処理系において、CCD撮像素子に走査信号を供給すると共にCCD撮像素子の各画素からの出力をビデオ信号として処理するビデオ信号処理回路、およびそのビデオ信号を記録するためのVTRやレーザディスクレコーダを備えることが望ましい。

【0013】また、光照射手段および撮像手段として、市販のビデオ・マイクロスコープシステムを使用してもよい。そして、解析手段には、市販のパーソナルコンピュータ（例えば、Power Mac//Apple社製）を用いることができる。

【0014】解析手段は、形成された画像から撮像された血管径を検出する血管径検出手段と、検出された血管径によりヘモグロビン濃度を補正する補正手段とを、さらに備えてもよい。また、算出手段は、次式によりヘモグロビン濃度Cを算出する手段であることが好ましい。

$$C = K \cdot \log(I_T / I_B)$$

但し、 I_T ：生体組織の光強度、 I_B ：血液の光強度、 K ：定数

【0015】光強度検出手段は、画像における各画素の輝度について度数分布を調べる手段と、輝度の度数分布が輝度A、B（ $A < B$ ）においてそれぞれ極大値を有す

るとき、輝度Aを血液の光強度、輝度Bを生体組織の光強度として検出する検出手段を備えることが好ましい。

【0016】この発明において、光強度検出手段は、撮像手段によって得られた画像から生体組織の光強度 I_T と、血液の光強度 I_B を検出する。ところで、生体組織の部分については $C = 0$ であるから（1）式より、 $\log(I_O / I_T) = S \cdots \cdots (2)$

また、血液については、

$$\log(I_O / I_B) = \epsilon CD + S \cdots \cdots (3)$$

（3）-（2）より

$$\log(I_T / I_B) = \epsilon CD \cdots \cdots (4)$$

となる。

【0017】ここで、Dは血液層の厚さ、つまり、血管径によって決定される定数であるが、この値は、画像から得られる血管径に応じて補正することができる。また、 ϵ は検出領域への入射光の波長によって決定される定数である。従って、算出手段は、（4）式よりヘモグロビン濃度Cを算出することができる。

【0018】また、この発明は、別の観点によれば、生体の血管の含む検出領域を照明する光照射手段と、照明された検出領域の撮像する撮像手段とから得られた画像を処理してヘモグロビン濃度を測定する方法であって、得られた画像により生体組織の光強度と血液の光強度を検出する第1工程と、検出された生体組織および血液の各光強度の比からヘモグロビン濃度を算出する第2工程からなるヘモグロビン濃度測定方法を提供するものである。

【0019】第2工程が、画像から撮像された血管径を検出し、算出されたヘモグロビン濃度を血管径により補正する工程をさらに備えてもよい。

【0020】また、第2工程が、次式を算出する工程であってよい。

$$C = K \cdot \log(I_T / I_B)$$

但し、 I_T ：生体組織の光強度、 I_B ：血液の光強度、 K ：定数

【0021】第1工程は、各画像における画素の輝度分布が輝度A、B（ $A < B$ ）においてそれぞれ極大値を有するとき、輝度Aを血液の光強度、輝度Bを生体組織の光強度として検出することが好ましい。

【0022】

【実施例】以下、図面に示す実施例に基づいてこの発明を詳述する。なお、これによってこの発明が限定されるものではない。図1は、この発明の実施例の要部を示す構成説明図である。

【0023】ハロゲンランプ光源22から発せられた光は、光ファイバ24およびフィルタ23を介してディフューザ26を照射する。光はディフューザ26により拡散されプレート28を一様に照らす。プレート28は実質的に面発光体となり、レンズ30、32、ダイクロイックミラー34で形成される光学系を介して、プレート

28の実像36が生体の皮膚面16の内部に存在する血管12を横切って形成される。フィルタ23には、中心波長550nm、半値幅40nmのものを使用する。なお、プレート28には光拡散板、例えば、シグマ光機(株)製のフロスト型拡散板を使用する。

【0024】つまり、血管12を包含するプレート28の実像36の領域が、検出領域Vである。領域Vからの反射光は、ダイクロイックミラー34、レンズ38を介してCCD40で受光される。

【0025】なお、フィルタ23、ディフューザ26、プレート28、レンズ30、32、38ダイクロイックミラー34およびCCD40はプローブ58に納められ、プローブ58の先端部59はプラスチック又はガラスの透明板66を介して皮膚面16に密着し、ブレのない安定な画像が得られるようになっている。

【0026】CCD40の各画素から出力される画像信号はビデオ信号処理回路46によって処理される。そして、ビデオ信号処理回路46は1/30秒につき1フレームの画像を連続的に形成し、形成された各フレームの画像は順次ビデオレコーダ、(例えばレーザーディスクレコーダ)50に記録される。

【0027】70は撮像された画像を処理して検出領域V中に含まれる血管中の血液を解析する解析手段であり、例えば、これには市販のパーソナルコンピュータが用いられる。

【0028】そして、解析手段70は、ビデオレコーダ50から出力される画像の所定領域を切り出(トリミング)して出力するための切り出し手段71、切り出された所定領域の各画素の輝度について度数分布曲線(ヒストグラム)を形成する度数分布形成手段72、輝度の度数分布が輝度A、B(A<B)においてそれぞれ極大になるとき輝度Aを血液の光強度 I_B 、輝度Bを生体組織の光強度 I_T として検出する光強度検出手段73、切り出された画像の所定領域に含まれる血管の血管径Dを検出する光強度血管径検出手段74、検出された光強度 I_B 、 I_T および血管径Dなどに基づいてヘモグロビン濃度を算出するヘモグロビン濃度算出手段75、および算出されたヘモグロビン濃度を必要に応じて補正する補正手段76を備える。また、解析手段70において形成される各画像やヒストグラムは、モニタテレビ80によりモニタされる。

【0029】このような解析手段70を用いてヘモグロビン濃度を算出する手順を図2に示すフローチャートを用いて以下に説明する。ここで、解析手段70はビデオレコーダ50に記録された複数フレーム又はフィールドの時系列の画像を順番に読み出して処理を行うものとする。

【0030】まず、図3に示すように血管BLを含む1つのフレームの画像IMを読み出し(ステップS1)、次に図4に示すように血管BLを含む所定領域(例えば、

100×100ピクセル)ARを切り出す(ステップS2)。

【0031】次に、図5に示すように所定領域AR内の画素の輝度について度数nの分布(ヒストグラム)を作成し(ステップS3)、ピーク値を示す2つの輝度について、低輝度の方を血液の光強度 I_B 、高輝度の方を生体組織の光強度 I_T として検出する(ステップS4)。

【0032】次に、 $r = \log_a(I_T/I_B)$ を算出し(ステップS5)、画像から血管BLの血管径Dを求め(ステップS6)、 $C = r/\epsilon D$ を算出して(ステップS7)、すでに算出されたCtに加算する(ステップS8)。

【0033】ステップS1～S8の処理を複数のフレームつまり、Fフレームだけくり返し(ステップS9)、得られたCtをFで除して平均値Cavを算出し(ステップS10)、毛細管や細動静脈で求めたCavを中大動静脈に対応する値に変換する補正を行ってヘモグロビン濃度HGBを算出する(ステップS11)。具体的には実験的に求めた補正関数に基づいて行う。

【0034】実測例

図1に示す装置を用いてヒトの口唇部の血管を実際に撮影し、図2に示す手順によって、生体組織の散乱光強度 I_T 、および血液の散乱光強度 I_B を実測した。なお、撮影は、同一のヒトの口唇部に含まれる血管の3つの箇所(血管1～血管3)のそれぞれについて、入射光量を6段階に変化させて行った。

【0035】図6は、血管1～血管3について、入射光量を変化させたときの I_T — I_B 特性を示す。

【0036】図6に示すように、同一の血管については、入射光量が変化しても I_B/I_T は一定であり、従って、測定されたヘモグロビン濃度を入射光の強度に対して較正する必要がないことが判る。HGB値14[g/dl]～18[g/dl]の9名に対して、血球計数装置により測定されたHGB値Xと、本発明により算出されたHGB値Yとの相関を調べたところ相関係数は0.861であり、充分実用可能であることが実証できた。

【0037】

【発明の効果】この発明によれば、1つの帯域の波長の入射光源を用いてヘモグロビン濃度を測定でき、得られたヘモグロビン濃度を入射光強度によって較正する必要がない。

【図面の簡単な説明】

【図1】この発明の実施例の構成を示す構成図である。

【図2】実施例の動作手順を示すフローチャートである。

【図3】実施例において得られた画像例を示す説明図である。

【図4】画像の切り出し領域を示す説明図である。

【図5】実施例で撮像した画像の輝度分布例を示すヒストグラムである。

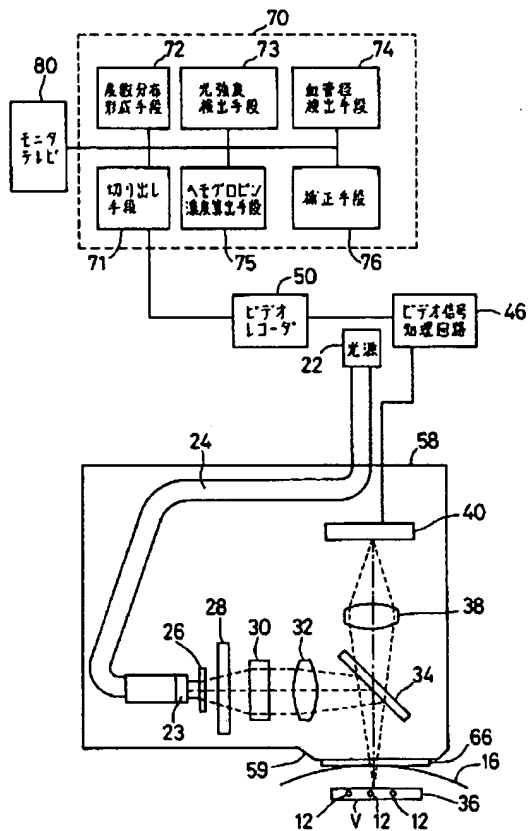
【図6】実測した特性を示すグラフである。

【符号の説明】

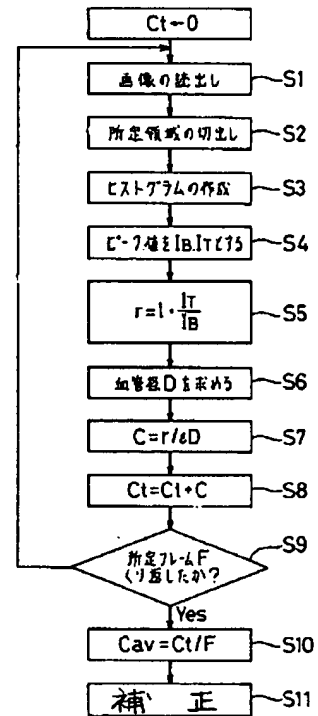
12 血管
16 皮膚面
22 光源
23 フィルタ
24 光ファイバ
26 ディフューザ
28 プレート
30 レンズ
32 レンズ
34 ダイクロイックミラー
36 実像
38 レンズ

40 CCD
46 ビデオ信号処理回路
50 ビデオレコーダ
58 プロープ
59 先端部
66 透明板
70 解析手段
72 度数分布形成手段
73 光強度検出手段
74 血管径検出手段
76 補正手段
80 モニタテレビ
V 検出領域

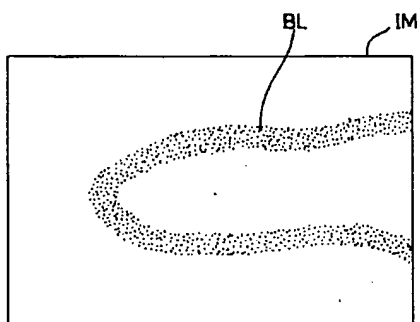
【図1】



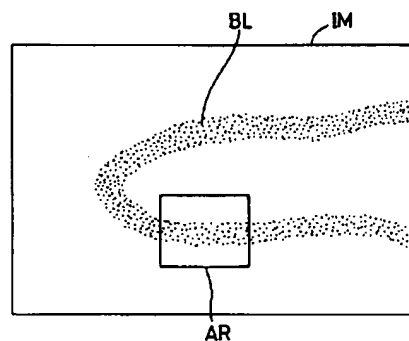
【図2】



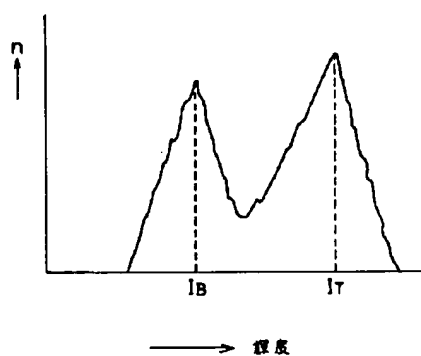
【図3】



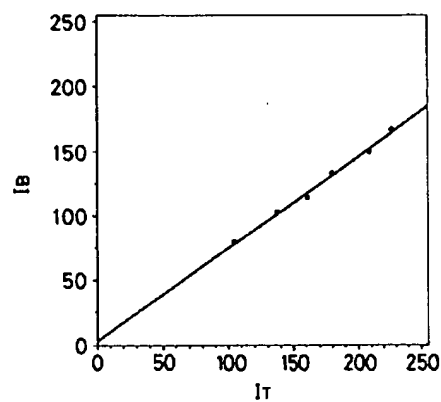
【図4】



【図5】



【図6】



フロントページの続き

(72)発明者 前川 泰範
 神戸市中央区港島中町7丁目2番1号 東
 亜医用電子株式会社内